ノート

Flat Panel Detector搭載型心血管撮影装置における冠状動脈撮影時のインターベンショナル基準点空気カーマから入射皮膚線量への変換係数の推計

福田篤志・越田吉郎[1)]・山口一郎[2)]・富樫厚彦[3)]・松原孝祐[4)]

滋賀県立成人病センター放射線部
1)金沢大学医学部保健学科放射線技術科学専攻
2)国立保健医療科学院生活環境部
3)新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻
4)金沢大学医学部附属病院放射線部

論文受付
2003年12月5日

論文受理
2004年3月8日

Code Nos. 621
622
732

緒　言

近年の経皮的冠状動脈形成術(percutaneous coronary intervention：以下PCIと略す)の進歩には目を見張るものがある[1)]．PCIの対象疾患は拡大し件数が増大，その手技が複雑になるにつれ撮影回数が増加し，透視が長時間必要となってきた．これによりPCIによる患者被曝が増大し，皮膚への確定的影響の発生が報告され，その放射線防護の確立が課題とされている[2, 3)]．放射線障害を防止し適切な放射線診療を行うには，被曝の最適化の達成が求められ，そのために手技中に患者の線量を把握することが必要であると考えられる．

INNOVA2000はGE社独自の計算方法により，国際電気標準会議(International Electrotechnical Commission：以下IECと略す)の定める，インターベ

Method of Estimating Patient Skin Dose from Dose Displayed on Medical X-ray Equipment with Flat Panel Detector

ATSUSHI FUKUDA, KICHIRO KOSHIDA,[1)] ICHIRO YAMAGUCHI,[2)] ATSUHIKO TOGASHI,[3)] and KOUSUKE MATSUBARA[4)]

Department of Radiology, Shiga Medical Center for Adults
1)Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Kanazawa University
2)Department of Environmental Health, National Institute of Public Health
3)Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Niigata University
4)Department of Radiology, Kanazawa University Hospital

Received Dec. 5, 2003; Revision accepted March 8, 2004; Code Nos. 621, 622, 732

Summary

The International Electrotechnical Commission has stipulated that medical X-ray equipment for interventional procedures must display radiation doses such as air kerma in free air at the interventional reference point and dose area product to establish radiation safety for patients(IEC 60601-2-43). However, it is necessary to estimate entrance skin dose for the patient from air kerma for an accurate risk assessment of radiation skin injury. To estimate entrance skin dose from displayed air kerma in free air at the interventional reference point, it is necessary to consider effective energy, the ratio of the mass-energy absorption coefficient for skin and air, and the backscatter factor. In addition, since automatic exposure control is installed in medical X-ray equipment with flat panel detectors, it is necessary to know the characteristics of control to estimate exposure dose. In order to calculate entrance skin dose under various conditions, we investigated clinical parameters such as tube voltage, tube current, pulse width, additional filter, and focal spot size, as functions of patient body size. We also measured the effective energy of X-ray exposure for the patient as a function of clinical parameter settings. We found that the conversion factor from air kerma in free air to entrance skin dose is about 1.4 for protection.

Key words: *Entrance skin dose, Effective energy, Equipment-displayed dose, Factor for conversion to entrance skin dose*

別刷資料請求先：〒524-8524　滋賀県守山市守山5-4-30
滋賀県立成人病センター　放射線部　福田篤志　宛

ンショナル基準点[4]の自由空間中空気カーマと面積線量を表示する機能を有している[5]．インターベンショナル基準点とは，Fig. 1に示すようにCアーム回転中心であるisocenterから15cmX線管側の点と定義されている．しかし，患者の皮膚における放射線誘発リスクを推定するには，インターベンショナル基準点空気カーマではなく入射皮膚線量とすべきである．この空気カーマから入射皮膚線量への換算には，実効エネルギーに代表される線質や皮膚の構造等により決定される空気と皮膚の質量エネルギー吸収係数比と，照射面積および線質や皮下組織の厚さ等により決定される後方散乱係数が用いられている．

現在使用されている血管撮影装置には自動露出制御装置(auto exposure control：以下AECと略す)が装備されており照射条件が刻々と変化するために，患者被曝線量を精度よく推定するためには，あらかじめ照射条件と実効エネルギーの関係を明らかにしておく必要がある．そこで本研究では，アクリルファントムを用い，アクリル厚に対する照射条件を調査し，その条件ごとの実効エネルギーから空気に対する皮膚の質量エネルギー吸収係数比および後方散乱係数を求め，それを乗じることによって入射皮膚線量変換係数を算出した．

1．方　法

1-1　使用機器

使用した機器を以下に示す．

・心血管撮影装置：INNOVA2000．GE Medical Systems

　flat panel detector(以下，FPDと略す)を搭載

・電離箱式線量計：radiation monitor

　指示部 model 9015. Radcal Corporation

　検出部 10×5-3CT(3cc)．Radcal Corporation

・アクリルファントム 30cm×30cm×1cm　40枚

・胸部ファントム PBU-SS-2

・半価層測定用アルミニウム板：10cm×10cm×1mm 10枚，アルミ純度99.5%

実効エネルギーは，管電圧，管電流，固有ろ過，付加フィルタ，パルス透視時のレートやリプル波形によっても異なってくると考えられる．INNOVA2000においては，ターゲット角度11.3°，固有ろ過を 1mmAl，付加フィルタは 0.5mmAl+0.05mmCu+0.5mmAlの多重構造であり，撮影条件に応じて，0.1mmCuおよび0.2mmCuのSF(spectral filter)が挿入される．また，われわれの施設ではアルミ当量 0.3mmの面積線量計(DIAMENTER M4-KDK)を設置しており，設置していない施設に比べればその分実効エネルギーは高くなっている．

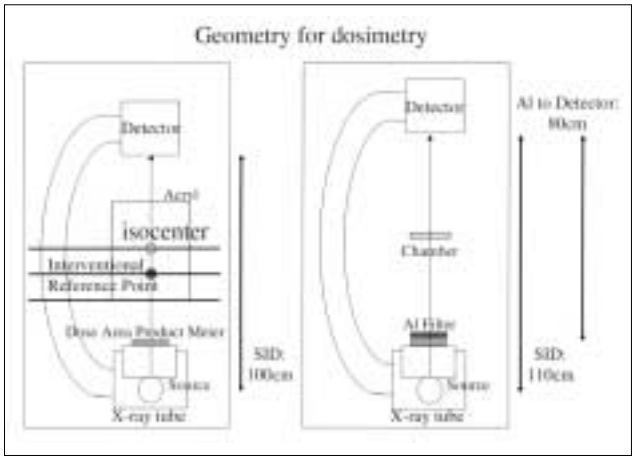

Fig. 1　Geometry on the left is used to investigate clinical parameters such as tube voltage, tube current, pulse width, additional filter, and focal spot size, as a function of patient body size. Source image receptor distance is 100 cm. Geometry on the right is used to measure effective energy. Distance from the flat panel detector to the Al filter is 80 cm, and that to the X-ray tube is 110 cm.

1-2　アクリル厚に対する透視および撮影条件

アクリル厚に対する照射条件を得るために，PA透視とし，ベッドを最下点に設置，X線管焦点－FPDまでの距離(source image receptor distance：以下SIDと略す)を100cm，アクリル板中心軸にX線束が透過するように配置した．幾何学的条件をFig. 1左図に示す．被写体厚をアクリル 0cmから 1cmごとに40cmまで変化させ，おのおののアクリル厚に対して，透視および撮影条件を得た．使用した透視および撮影モードをTable 1に示す．ここで用いたイメージサイズは，滋賀県立成人病センターにて冠状動脈撮影用に臨床で用いている17cm×17cmとした．透視および撮影の照射条件パラメータは，管電圧，管電流，パルス幅，SF，焦点サイズ(FS：focal spot size)とした．なお，本論文で示す管電流はパルス管電流平均値を示している．

1-3　照射パラメータと実効エネルギーの関係

透視および撮影パラメータから実効エネルギーを得るために，以下のパラメータの関係を調べた．幾何学的配置は，散乱線の影響を最も少なくするためにFig. 1右図に示すようにX線管焦点－FPDまでの距離を最大に離した[6]．半価層測定用アルミニウム板中心は面積線量計上部カバー上に配置し，X線束中心が半価層測定用アルミニウム板中心を透過するように配置した．実効エネルギーを測定するうえで電離箱式線量計は半価層測定用アルミニウム板とFPDまでの中間に設置し，AEC機能を外して手動照射条件設定により照射した．なお，実効エネルギーはアルミニウム付加によ

る減弱曲線実測法を用いて評価した．電離箱式線量計値に対する出力補正は，面積線量計を用いて行った．半価層から実効エネルギーへの換算は，NISTのTables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients[7]に与えられている30keV，40keV，50keV，60keVのAlデータ値を利用し，指数近似して求めた．

1-3-1　管電圧およびSFと実効エネルギーの関係

管電圧とSFとの組み合わせに対する実効エネルギーの関係を調査するために，管電圧を60～120kVまで5kVごとに増加させ，おのおのの管電圧に対してSFを0mmCu，0.1mmCu，0.2mmCuと変化させて実効エネルギーを測定した．このときの他のパラメータは，撮影において管電流100mA，パルス幅10ms，フレーム数30f/s，FS 1.2mmに固定した．

1-3-2　パルス幅と実効エネルギーの関係

パルス幅と実効エネルギーの関係を調査するために，パルス幅を1～25msまで，5msごとに増加させて測定した．このときの他のパラメータは，撮影において管電圧70kV，管電流 2mA，フレーム数7.5f/s，SF 0.2mmCu，FS 0.6mmおよび管電圧120kV，フレーム数7.5f/s，SF 0mmCu，FS 0.6mmに固定した．また，管電圧120kVにおいてはパルス幅1～10msまでを管電流 1mA，それ以後を管電流 2mAとした．

1-3-3　管電流，FSと実効エネルギーの関係

管電流，FSと実効エネルギーの関係を調査するために，電流を 1～175mAまで，10mAまでは2.5mAごと，それ以後は25mAずつ増加させて測定した．このとき，10mAまでは透視，それ以後は撮影とし，その他のパラメータは管電圧70kV，パルス幅10ms，フレーム数30f/s，SF 0.2mmCu，FSは 1mAから75mAまでは 0.6mm，それ以後は1.2mmとして測定した．

得られたおのおののパラメータと実効エネルギーの関係から，1-2で得たアクリル厚に対するINNOVA2000の透視および撮影条件の実効エネルギーを算出した．

1-4　照射パラメータおよび空気と皮膚の質量エネルギー吸収係数比の関係

得られた各実効エネルギーについて，空気と皮膚の質量エネルギー吸収係数比を算出した．なお質量エネルギー吸収係数比は，皮膚をtissue SOFT(ICRU-44)，また空気をair dry(near sea level)とみなして計算した[7]．表に与えられている30keV，40keV，50keV，60keVから，質量エネルギー吸収係数比を直線近似にて補間し算出した．

1-5　患者入射皮膚面照射面積の推定

患者入射皮膚面における照射面積が決定されれば，前述の実効エネルギーより後方散乱係数の把握ができる．しかし心臓カテーテル検査において患者入射皮膚面照射面積は一定ではなく，観察角度やSIDおよびベッドの高さに依存する．そこで，胸部ファントムを用いて透視画像によりおのおのの角度ごとにベッド位置を設定し，設定後胸部ファントムを取り除き，CRのIP(imaging plate)を配置後 1 秒間照射した．この作業を繰り返し，すべての方向をIPに照射した．このとき，日常よく使用するベッドの高さにするために，患者入射皮膚面の高さはインターベンショナル基準点より 5cm高く設定し，SIDは胸部ファントムに最大限近づけた．当センターにおけるroutine観察角度をTable 2に示す．なお，LAO45°の 3 方向は，ベッドとの接触が考えられたのでベッドをさらに 5cm上昇させた．

フィルム上にてすべての方向における照射面積を測定し，最も大きい照射面積を後方散乱係数算出のための照射面積とした．後方散乱係数算出は，清水幸三らのEGS4を用いた後方散乱係数の検討[8]を利用した．

Table 1　**INNOVA2000 has ten X-ray modes in image size 17 cm × 17 cm. Fluorography at low mode 30 f/s and Digital Cinegraphy at low mode 15 f/s are routine in our center.**

Fluorography	•Low mode 15f/s •Normal mode 15f/s •Low mode 30f/s •Normal mode 30f/s
Digital Cinegraphy	•Low mode 7.5f/s •Normal mode 7.5f/s •Low mode 15f/s •Normal mode 15f/s •Low mode 30f/s •Normal mode 30f/s

2．結　果

2-1　アクリル厚に対するINNOVA2000の透視および撮影条件

Table 1に示すおのおののmodeに対する透視条件パラメータをFig. 2a～dに示す．横軸を 0～40cmまでのアクリル厚(cm)，左縦軸を管電圧(kV)，右縦軸を管電流(mA)，パルス幅(ms)，SF(mmCu)，FS(mm)としている．当センターにおいてroutineとして使用している透視パラメータはlow mode，フレーム数30f/sであり，このときの管電圧は，アクリル厚が増すに従い68kVより徐々に上昇し，82kVで一定となった．管電流は管電圧が一定であるアクリル厚9～26cm間はアクリル厚に依存して上昇するが，管電圧の上昇とともに減少する傾向にある．パルス幅はアクリル厚が増すに従って上昇し，12.4msで一定となった．また，SFは大

部分として0.2mmCuが自動で挿入されているが，アクリル厚29～32cm間において，0.1mmCuが挿入されていた．焦点の直径は，全体を通して0.6mmで一定である．また他の透視パラメータにおいて，最低電圧，電流，パルス幅はおのおのの透視パラメータに依存するが，最高電圧は120kV一定であり，FSも0.6mm一定であった．normal modeはlow modeに比較し，低管電圧，高管電流，高パルス幅となっている．管電圧が上昇するとSFは薄くなり，透視条件によっては完全に外れることもある．

Table 1に示すおのおののmodeに対する撮影パラメータをFig. 2e～jに示す．グラフの構成は前述の透視パラメータと同様である．当センターにおいてroutineとして使用している撮影パラメータはlow mode，フレーム数15f/sであり，このときの管電圧は，アクリル厚が増すに従い68kVより徐々に上昇し，74kVで一定となった．その後アクリル厚16cm時にFSが1.2mmに上昇し，それに伴い管電圧は69kVに低下してそれ以降は一定している．さらにアクリル厚を増加させると，管電圧はアクリル厚に依存して上昇し，120kVで一定となった．また管電圧はファントムの厚みに依存して変化するが，透視ほど大きな差はみられなかった．管電流はアクリル厚に依存して単純に増加していく傾向にある．パルス幅はアクリル厚が増すに従って上昇する

Table 2 Routine angulation for right coronary artery employs four directions and that for left coronary artery employs eight directions in our center.

Right coronary artery	LAO45 °	
	LAO45 °	CRA30 °
	LAO20 °	CRA30 °
	RAO30 °	
Left coronary artery	RAO30 °	
	RAO10 °	CAU30 °
	RAO30 °	CAU30 °
	RAO30 °	CRA30 °
	LAO10 °	CRA30 °
	LAO30 °	CRA30 °
	LAO45 °	CRA30 °
	LAO45 °	CAU30 °

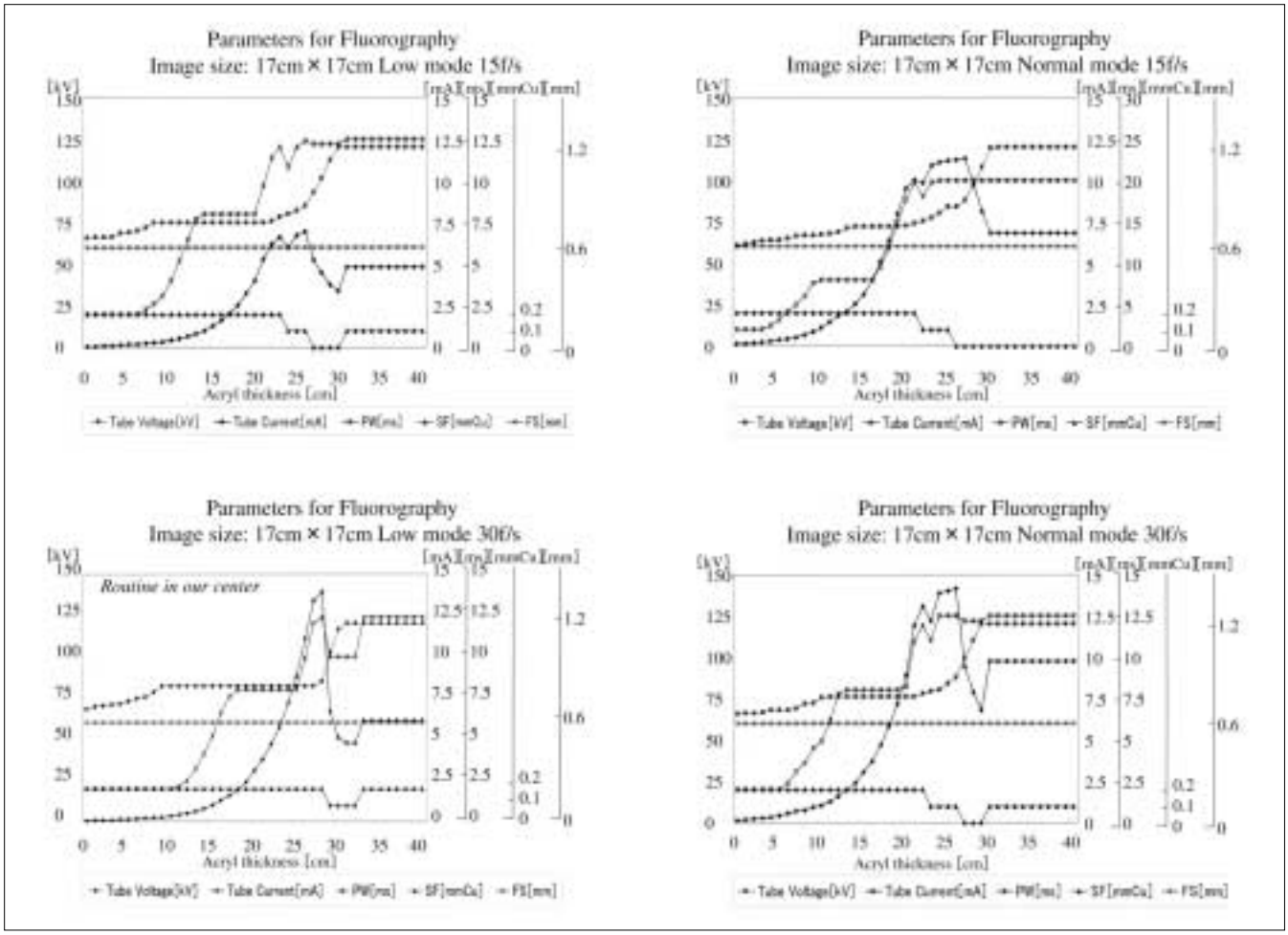
Parameters for Fluorography
Image size: 17cm × 17cm Low mode 15f/s
Parameters for Fluorography
Image size: 17cm × 17cm Normal mode 15f/s
Parameters for Fluorography
Image size: 17cm × 17cm Low mode 30f/s
Routine in our center
Parameters for Fluorography
Image size: 17cm × 17cm Normal mode 30f/s
Acryl thickness [cm]

Fig. 2 (a)～(d)Parameters for fluorography with image size 17 cm×17 cm as a function of acryl thickness. Parameters include tube voltage, tube current, pulse width(PW), spectral filter(SF), and focal spot size(FS). Routine mode of fluorography in our center is low mode 30 f/s.

a	b
c	d

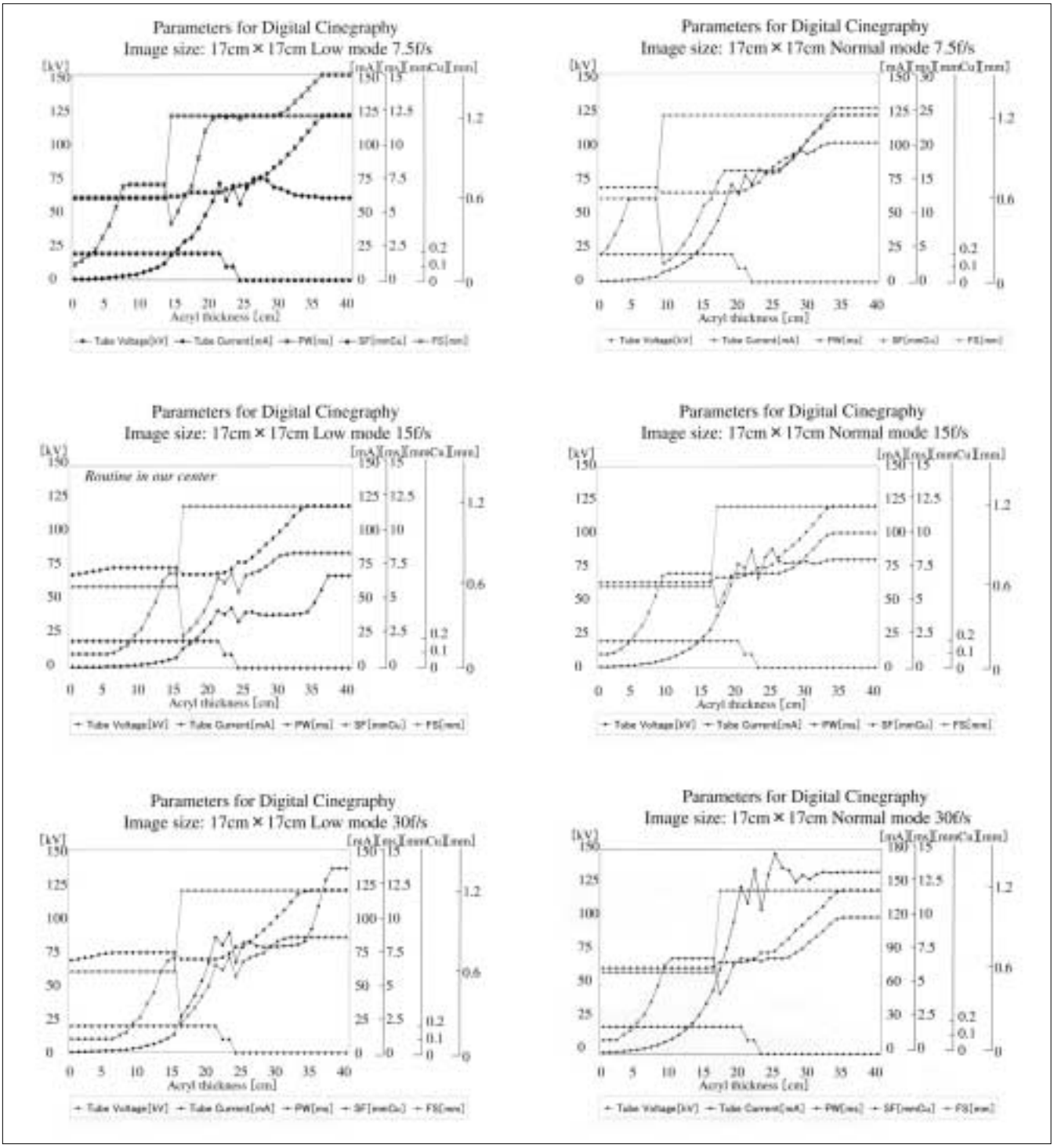
Parameters for Digital Cinegraphy
Image size: 17cm × 17cm Low mode 7.5f/s
Parameters for Digital Cinegraphy
Image size: 17cm × 17cm Normal mode 7.5f/s
Parameters for Digital Cinegraphy
Image size: 17cm × 17cm Low mode 15f/s
Routine in our center
Parameters for Digital Cinegraphy
Image size: 17cm × 17cm Normal mode 15f/s
Parameters for Digital Cinegraphy
Image size: 17cm × 17cm Low mode 30f/s
Parameters for Digital Cinegraphy
Image size: 17cm × 17cm Normal mode 30f/s
Acryl thickness [cm]
Tube Voltage[kV] Tube Current[mA] PW[ms] SF[mmCu] FS[mm]

Fig. 2 (e)～(j)Parameters for digital cinegraphy with image size 17 cm×17 cm as a function of acryl thickness. Parameters include tube voltage, tube current, pulse width(PW), spectral filter(SF), and focal spot size(FS). Routine mode of digital cinegraphy in our center is low mode 15 f/s.

e	f
g	h
i	j

ものの，FSが1.2mmとなった際には大きく減少し，その後アクリル厚の増加に伴い上昇し，8.5msで一定となった．また，SFはアクリル厚21cmまでは0.2mmCuが自動で挿入されているが，それ以後は電圧に応じてフィルタが薄くなる傾向にある．FSはアクリル厚16cmになると0.6mmから1.2mmに増加している．おのおのの撮影パラメータのアクリル厚による変化のパターンをモードごとにみると，最低管電圧，管電流，パルス幅は撮影パラメータに依存して変化するが，最高電圧は透視同様120kVを上回ることはなかった．透視パラメータと同様，normal modeはlow modeに比較し，低管電圧，高管電流，高パルス幅となっている．SFについては管電圧の上昇に伴い，薄いフィルタが挿入される制御機構が確認された．

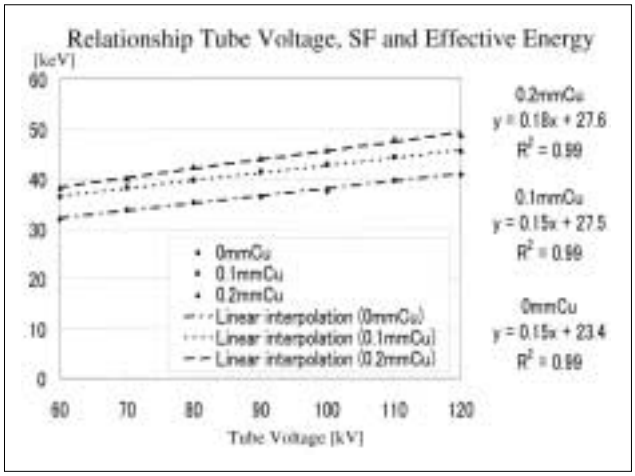

Fig. 3 Relationship between tube voltage, SF, and effective energy. Linear interpolation shows a good correlation.

2-2 アクリル厚に対する実効エネルギー

2-2-1 管電圧とSFとの関係

管電圧・SFと実効エネルギーの関係をFig. 3に示す．縦軸を実効エネルギー，横軸を管電圧として示している．おのおののSFにおいて決定係数が0.99であり，管電圧と実効エネルギーの間には一次関数の良い相関を示した．

2-2-2 パルス幅と実効エネルギーの関係

パルス幅と実効エネルギーの関係についてFig. 4に示す．縦軸を低パルス幅1msに対する変動割合，横軸をパルス幅として示している．パルス幅1〜25ms間において70kV時と120kV時ともにほとんど変化していない．

2-2-3 管電流，FSと実効エネルギーの関係

管電流，FSと実効エネルギーの関係をFig. 5に示す．縦軸を管電流1mAに対する変動割合，横軸を管電流値として示している．管電流1〜175mA間においてほとんど変化していない．

これより，INNOVA2000における実効エネルギーは管電圧とSFに大きく依存し，管電流，パルス幅，FSには依存しないことが明確となった．これより照射条件から実効エネルギーは，

SF：0mmCuにおいて，Y=0.15X+23.4
〔Y：実効エネルギー(keV)，X：管電圧(kV)〕
SF：0.1mmCuにおいて，Y=0.15X+27.5
〔Y：実効エネルギー(keV)，X：管電圧(kV)〕
SF：0.2mmCuにおいて，Y=0.18X+27.6
〔Y：実効エネルギー(keV)，X：管電圧(kV)〕

として一次関数で近似できる．おのおのの換算式から計算した透視パラメータのアクリル厚に対する実効エネルギーをFig. 6aに，撮影パラメータのアクリル厚に対する実効エネルギーをFig. 6bに示す．

平均的な実効エネルギー(mean±S.D.)は，透視において41.7keV±2.7keV，撮影において38.9keV±1.9keVであった．また透視，撮影の実効エネルギーにおいて，ともにアクリル厚25cm近辺(22〜27cm)で約34keVほど(33〜37keV)の低エネルギー領域が認められた．

2-3 照射パラメータと質量エネルギー吸収係数比の関係

実効エネルギーが最小エネルギーであった撮影の33.4keVから最大エネルギーであった透視の49.2keV間において，皮膚をtissue SOFT(ICRU-44)，空気をair dry(near sea level)として算出した空気と皮膚の質量エネルギー吸収係数比は33.4keVから34.1keVまでは1.05，それ以後50keVまでは1.06であり，透視パラメータでは実効エネルギーが最小35.6keV，最大49.2keVであったためすべての体厚において吸収線量変換係数が1.06で適用でき，また撮影パラメータでは最小33.4keV，最大40.9keVであったため96%が1.06で適用可能であった．

2-4 患者入射皮膚面照射面積

フィルム上に照射した患者皮膚面照射野と面積値をFig. 7とFig. 8に示す．これより最大の照射野は，LAO45°CAU30°の約160cm^2，最小照射野はRAO10°CAU30°の約110cm^{2}であった．これより清水ら[8]の報告を参考にすれば，算出した後方散乱係数は1.3を超えないことが確認された．

3．考　察

アメリカ食品医薬品局が1994年にinterventional radiology(以下IVRと略す)における放射線誘発皮膚障害への警告を公表[2]し，わが国でも日本医学放射線学会

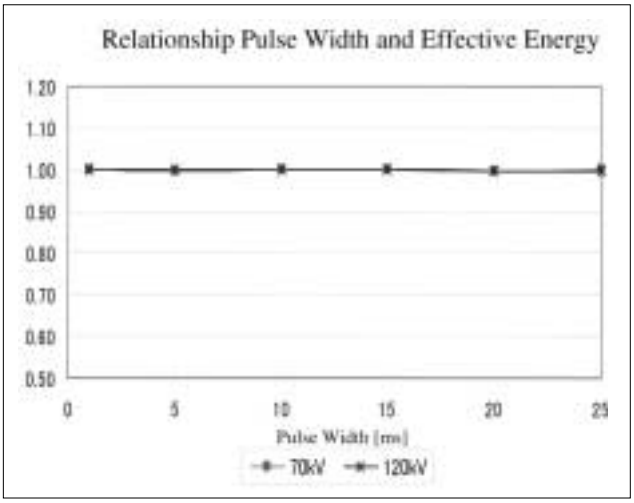

Fig. 4 Relationship between pulse width and effective energy. This graph shows no relationship between pulse width and effective energy.

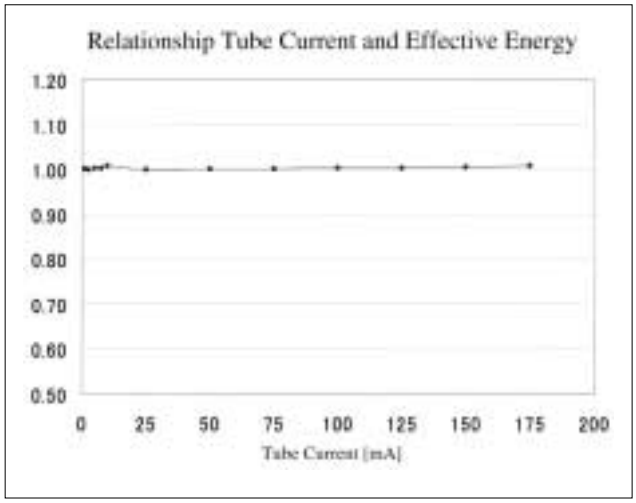

Fig. 5 Relationship between tube current and effective energy. This graph shows no relationship between tube current and effective energy.

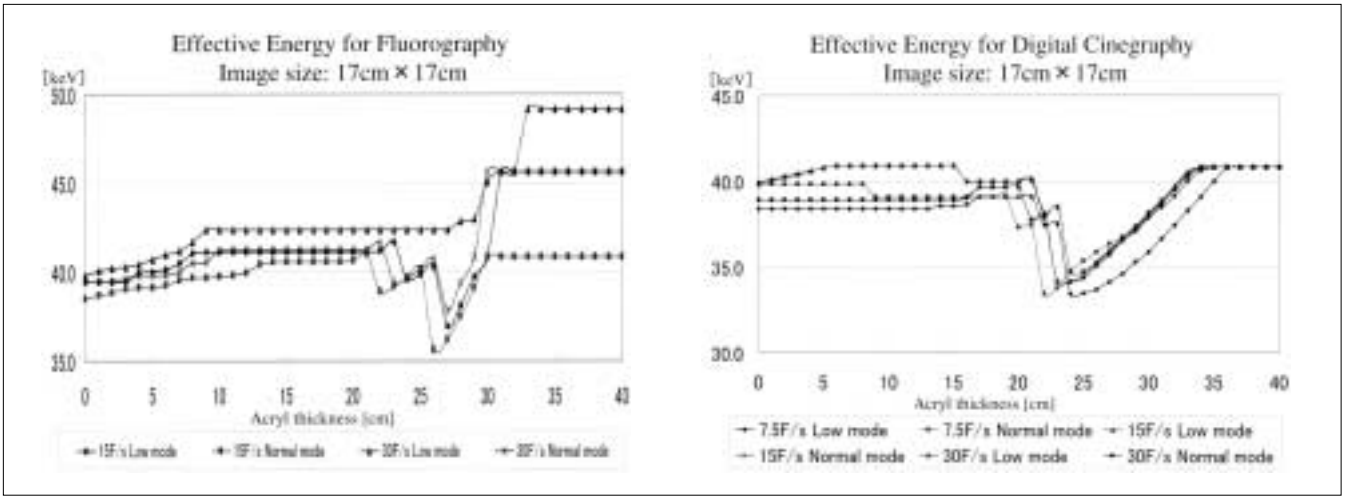

Fig. 6 (a) Effective energy for fluorography with image size 17 cm×17 cm as a function of acryl thickness. Low energy area is allowed between 26 cm and 28 cm of acryl thickness.
(b) Effective energy for digital cinegraphy with image size 17 cm×17 cm as a function of acryl thickness. Low energy area is allowed between 22 cm and 27 cm of acryl thickness.

a | b

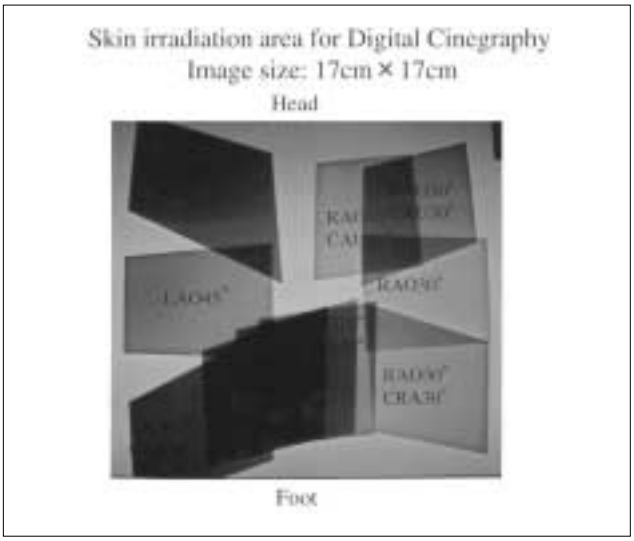

Fig. 7 Skin irradiation area for digital cinegraphy with image size 17 cm×17 cm.

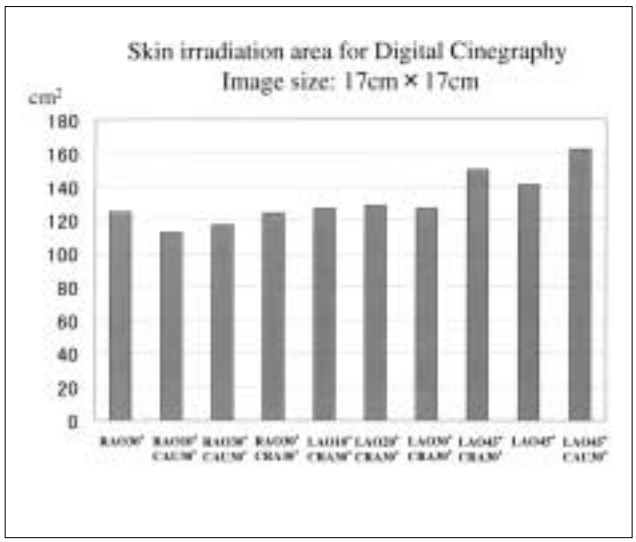

Fig. 8 Skin irradiation area for digital cinegraphy with image size 17 cm×17 cm. The widest area is an angulation of LAO 45°CAU 30°.

放射線防護委員会から警告が発せられている[9]．IECはIVRを行う機器には，インターベンショナル基準点空気カーマと面積線量等を表示する機構を設けることを義務づけている．この防護基準に基づき製造されたINNOVA2000もインターベンショナル基準点空気カーマと面積線量が検査中にリアルタイムで表示可能である．しかし，インターベンショナル基準点空気カーマは入射皮膚線量とは異なるため，入射皮膚線量を推定するには，空気カーマと皮膚の質量エネルギー吸収係数比と後方散乱係数が必要である．今回得られた結果より，日常臨床では，空気カーマと皮膚の質量エネルギー吸収係数比が1.05～1.06の範囲であり，診断領域エネルギーにおいて清水ら[8]の報告を参考にすれば皮膚の後方散乱係数は1.3を超えないことが確認された．よって標準的な皮膚モデルが適用できる場合には，安全側に評価する際のインターベンショナル基準点空気カーマからインターベンショナル基準点入射皮膚線量変換係数は，空気に対する皮膚の質量エネルギー吸収係数の比とその皮膚の後方散乱係数を乗じた1.4であると考えられた．しかし，この値を使用するには，実効エネルギー測定精度の問題，皮膚面照射野計測精度の問題，ベッドの吸収による補正の問題が残されている．

実効エネルギー測定精度の問題については，測定場における低エネルギー領域散乱線の除去が課題であると考えられる．しかし，この測定精度の誤差は防護上の問題として影響は少ないと考えられる．また，実験で求めた実効エネルギーはベッドの吸収については考慮されていない．同じ実効エネルギーでもエネルギー分布によってベッドにおける吸収の度合いは大きく異なり，そのフィルタリング効果に影響を与えるため，さらに精度の高い入射皮膚線量の把握のためにはベッドの吸収による線質の変化についての検討も必要である．

また日常臨床で照射されるX線の実効エネルギーは33.4～49.2keVの間であった．これは非イオン性造影剤に用いられているヨウ素の吸収端[10]33.17keVより上方のエネルギーにおいて，コントラストの変動を可能な限り低く設定し，デジタル処理を効果的に施し質の良い画像を得るためなのか，X線管保護のためなのか，明確には分からない．一方，被写体であるアクリルの厚みが増加すると，最初は管電流が増大し，ある厚みからは管電圧を上げるように制御機構が切り替わっている．また，管電圧が増大した場合には，入射するX線が効率的にヨウ素の吸収端を利用するとともに，実効エネルギーの増加に伴うコントラストの低下をさけるためにSFはより薄くなり，実効エネルギーがさらに高くなる場合には外れるように制御されていた．SFが外れると低エネルギー成分が多くなり，皮膚に入射する光子のうち皮膚に吸収される割合が多くなる．これらの光子は画像に寄与しないために，入射総光子数が多くなる場合には，さらに照射の最適化を図る必要があるものと考えられる．

患者の入射皮膚線量を精度良く推計するには，空気カーマに入射皮膚線量変換係数を乗じて入射皮膚線量で確認する必要がある．今回，この入射皮膚線量変換係数を用いた臨床における簡便な推計方法を考察した．しかし，INNOVA2000に表示されているインターベンショナル基準点空気カーマの推計の不確かさについては，北井ら[5]がINNOVA2000に表示される空気カーマと実測した入射皮膚線量を比較しているのみで，表示空気カーマの推計精度については，製造メーカの取扱説明書でも述べられておらず，文献検索においても見当たらない．このため，実効エネルギーがアクリル厚に依存して変動することと同様，INNOVA2000に表示されているインターベンショナル基準点空気カーマ計算値の精度と吸収線量変換係数の不確かさが与えられないと，この方法の正確さは決定されない．また，心臓カテーテル検査においては，さまざまな角度の透視や撮影を要し，その都度，焦点皮膚間距離，皮膚面照射野の大きさおよび皮膚面照射野の重なり，X線斜入による単位面積当たりの皮膚表面線量率が変化する．このためインターベンショナル基準点空気カーマ計算値のみを利用した照射野内の入射皮膚線量推定には限界がある．これらの解決には，海外でも有用とされたにもかかわらず，高価なためわが国では販売台数が数台に留まり，現在，血管撮影装置のモデル更新に伴い販売が中止された線量分布推計システム[11]が大いに有効であろう．既に装置には種々の照射条件が記録されており，そのような記録の保存様式の整備がなされると，臨床現場に安価で精度の高い患者線量分布計算ソフトウエアが供給できる可能性がある．

4．結　論

flat panel detector搭載型血管撮影装置であるINNOVA2000における照射条件の変動範囲を調べてそれらの照射条件における実効エネルギーを求め，インターベンショナル基準点空気カーマから入射皮膚線量変換係数を算出した．平均的な実効エネルギー(mean±S.D.)は透視において41.7keV±2.7keV，撮影において38.9keV±1.9keVであり，大きな変動は認められなかった．また空気カーマからの入射皮膚線量変換係数は1.05～1.06，後方散乱係数は1.3以下であり，インターベンショナル基準点空気カーマからインターベンショナル基準点入射皮膚線量を推計する際には，

変換係数1.4を乗じれば安全側の推計になることが確認できた.

謝　辞

貴重なデータを提供していただきましたGEYMS山本　修氏，阿久津拓光氏に，心からお礼申し上げます.

参考文献

1) 横田　忍：PCI(冠インターベンション：Percutaneous Coronary Intervention)．全国循環器撮影研究会だより，No.7，(2002)．
2) Center for Devices and Radiological Health, F.D.A: Fluoroscopically guided procedures have potential skin injury. Radiological Health Bulletin, 38(3),(1994).
3) 富樫厚彦：IVRに伴う放射線皮膚障害報告症例から放射線防護を考える．日放技学誌，57(12)，1444-1450，(2001)．
4) International Electrotechnical Commision: Report 60601, Medical electrical equipment—Part 2-43, Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. Genova, IEC;60601-2-43,(2000).
5) 北井孝明，小川　武，佐野禎彦：フラットパネル・ディジタル・ディテクタ・アンギオシステムによる冠動脈造影の患者被曝線量．日放技学誌，59(3)，423-426，(2003)．
6) 大釜　昇：診断領域X線の実効エネルギー測定．日放技学誌，57(5)，550-556，(2001)．
7) National Institute of Standards and Technology: NISTIR 5632. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients. http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html,(1996).
8) 清水幸三，越田吉郎，宮地利明：EGS4コードを用いた後方散乱係数の検討．日放技学誌，57(12)，1556-1561，(2001)．
9) 日本医学放射線学会放射線防護委員会：IVRに伴う患者および術者の被ばくに関する警告．日本医放会誌，55(5)，367-368，(1995)．
10) 社団法人日本アイソトープ協会：アイソトープ手帳10版，(2001)．
11) Fletcher DW, Miller DL, Balter S, et al.: Comparison of Four Techniques to Estimate Radiation dose to Skin During Angiographic and Interventional Radiology Procedures. JVIR, 13(4), 391-397,(2002).

図表の説明

Fig. 1　患者体厚による管電圧，管電流，パルス幅，付加フィルタ，焦点サイズを計測するためのジオメトリ
Fig. 2　(a)～(d)さまざまな患者体厚における透視パラメータ
　　(e)～(j)さまざまな患者体厚における撮影パラメータ
Fig. 3　管電圧，SFと実効エネルギーの関係
Fig. 4　パルス幅と実効エネルギーの関係
Fig. 5　管電流と実効エネルギーの関係
Fig. 6　(a)さまざまな患者体厚における透視時の実効エネルギー
　　(b)さまざまな患者体厚における撮影時の実効エネルギー
Fig. 7　患者皮膚面照射野の分布
Fig. 8　患者皮膚面照射野の大きさ

Table 1　INNOVA2000における透視，撮影モード
Table 2　当センターにおける通常の撮影角度